

# Confrontation simulation-expérimentations au cours d'essais mécaniques sur membranes nanoporeuses.

F. CRISTOFARI<sup>a</sup>, B. PIOTROWSKI<sup>a</sup>, R. PESCI<sup>a</sup>

a. LEM3, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 4 rue Augustin Fresnel  
57078 Metz Cedex 03  
[francois.cristofari@ensam.eu](mailto:francois.cristofari@ensam.eu)

## Résumé :

*Ces travaux portent sur la caractérisation mécanique à l'échelle nanoscopique de membranes destinées à la réalisation d'organes bioartificiels (notamment des pancréas). Afin de valider les caractéristiques mécaniques de l'organe bioartificiel, un modèle numérique est développé pour simuler divers chargements que peut subir la structure, dans différentes configurations de distribution de pores. En vue de valider le modèle numérique, des essais mécaniques sont réalisés in situ en MEB : les résultats des essais sont alors comparés avec ceux du modèle numérique.*

## Abstract :

*This work is focused on the mechanical characterization at the nanoscale of membranes used in the production of bioartificial organs (as pancreas). A numerical model is developed to simulate various types of loading that can undergo the structure in order to validate the mechanical properties of the bioartificial organ, considering several configurations of pores distribution. In order to validate the numerical model, mechanical tests are carried out in situ in SEM; these results are compared to those of the numerical model.*

**Mots clefs : membrane, pancréas bioartificiel, simulation numérique, porosité, résistance mécanique.**

## 1 Introduction

Dans le cadre de l'amélioration des conditions de vie des patients diabétiques, l'entreprise Defymed® a développé un pancréas bio artificiel implantable qui permet d'encapsuler des cellules sécrétrices d'insuline afin de réguler le taux de glucose [1]. En effet, la structure réalisée avec des membranes poreuses permet de filtrer le glucose et de libérer de l'insuline [2], tout en protégeant les cellules pancréatiques sécrétrices d'insuline des organismes étrangers qui peuvent être néfastes à son fonctionnement, comme les anticorps [3].

Garantir au patient la résistance de la structure sous sollicitations mécaniques est nécessaire, notamment depuis les récents scandales autour des prothèses P.I.P. C'est désormais l'objet d'une

règlementation européenne. Différentes échelles sont considérées : le dispositif médical, les membranes, les pores. Les critères de validation sont liés aux efforts que peut endurer le dispositif, mais également à l'apparition de fissures ne pouvant pas dépasser quelques dizaines de nanomètres. Il est donc nécessaire de mettre en place des essais mécaniques in situ au cours desquels il est possible d'observer à l'aide d'un Microscope Electronique à Balayage (MEB) l'évolution de la microstructure en fonction du chargement appliqué. Ce chargement doit être le plus fidèle possible aux sollicitations que sera amené à subir le pancréas une fois implanté. Une modélisation par éléments finis est développée en parallèle afin de prédire le comportement des membranes et du pancréas pour différents types de chargements et de géométries, identifier les zones de faiblesse éventuelles et proposer des améliorations en vue d'améliorer la durée de vie après implantation.

## 2 Approche expérimentale

Le pancréas bioartificiel est constitué d'une membrane polymère nanoporeuse. Des essais de traction uniaxiale in situ ont été réalisés à température ambiante à une vitesse de déformation de  $4.10^{-4} \text{s}^{-1}$  dans un MEB JEOL 7001F avec une micromachine PROXIMA de la société MicroMecha®. Les éprouvettes utilisées ont été obtenues par découpe jet d'eau d'une membrane issue du dispositif, la géométrie de ces dernières étant inspirée de la géométrie décrite par le spécimen 4 de la norme ISO 527-3 [4] qui norme les essais de traction sur les polymères. Afin de faciliter l'observation en évitant l'accumulation des électrons sur la membrane en polymère, les éprouvettes ont été métallisées avec une couche de quelques nanomètres d'or.

Le champ de vue utilisé lors des essais de traction est représentatif de la structure générale de la membrane (pores de même taille répartis aléatoirement). La Figure 1 représente la structure nanoporeuse étudiée à deux niveaux de sollicitations différents (l'échelle des images a volontairement été masquée pour des raisons de confidentialité). La partie gauche représente la distribution aléatoire de pores dans la membrane, à l'état non chargé. La zone  $A_1$  met en évidence des pores alignés perpendiculairement au sens de traction, ce qui apparaît a priori comme une zone de faiblesse de la structure. La partie droite de la figure représente la même structure à un déplacement  $U$  imposé. Les premiers signes d'endommagement de la structure sont révélés dans la zone  $A_2$  qui correspond à la zone  $A_1$  déformée. Suite au chargement, les pores qui apparaissaient comme circulaires à l'état initial deviennent elliptiques et des fissures commencent à apparaître dans les zones les plus contraintes : il est possible de suivre l'évolution de ces fissures jusqu'à la rupture finale [5].

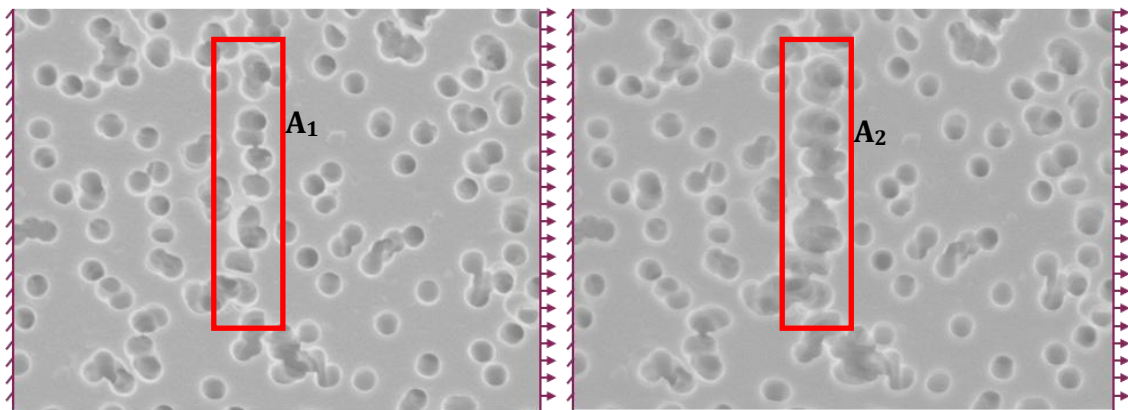


Fig. 1 - Déformation observée après chargement mécanique sur une membrane

### 3 Modèle numérique

En parallèle, un modèle numérique est proposé afin de simuler, reproduire et prédire différents types de chargements [6]. Une méthode de génération automatique de modèles numériques à partir d'un fichier de données (aléatoire ou imposé) est développée pour prendre en compte différentes distributions de pores qui permettent de valider le dispositif sur un grand nombre de configurations qui peuvent être rencontrées.

Le logiciel ABAQUS a été utilisé pour le calcul des simulations par éléments finis du modèle. Un modèle 2D avec une hypothèse de contrainte plane a été utilisé afin de réduire les temps de calcul, les orientations des pores étant considérées parallèles et normales à la membrane. Les conditions aux limites sont décrites par la Figure 2, à savoir : le segment [AB] est bloqué en translation suivant X, le point I (milieu du segment [AB]) est bloqué en translation suivant Y, le déplacement U est imposé au segment [CD]. Ces conditions ont été choisies pour simuler l'essai de traction uniaxial dans la direction X.

Le matériau constituant la membrane est considéré isotrope suivant une loi de comportement élastoplastique donnée par le fabricant et vérifiée au cours d'une campagne d'essais sur des membranes non poreuses.

Une analyse statique implicite a été adoptée pour la résolution du calcul. Le maillage a été généré avec des éléments triangulaires CPS3 et un paramètre de maille inférieur à  $1/10^{\text{ème}}$  du diamètre des pores permettant d'avoir au moins 3 éléments entre deux pores proches.

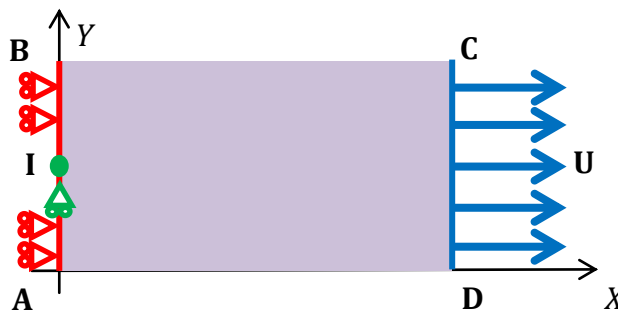


Fig. 2 - Conditions aux limites imposées au modèle

Il est alors possible de reproduire par éléments finis une microstructure complète, similaire à celle observée au MEB, à laquelle est appliqué un déplacement U identique à celui de l'essai mécanique in situ.

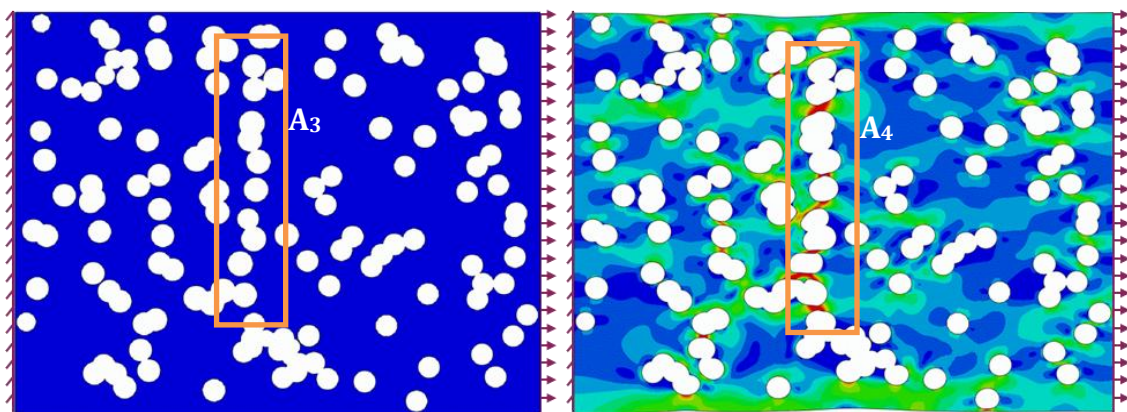


Fig. 3 - Simulation par éléments finis d'un chargement sur une membrane

La Figure 3 représente le modèle de la structure nanoporeuse étudiée à deux niveaux de sollicitation différents. Sur la figure de gauche, qui représente l'état sans chargement du modèle, il est possible de retrouver le même alignement de pores dans la zone  $A_3$  que celui observé dans la Zone  $A_1$  de la Figure 1, ce qui valide l'algorithme de génération de modèles numériques à partir de données expérimentales. La figure de droite représente les zones de concentration de contrainte du modèle ; notons que ces contraintes sont particulièrement concentrées dans la zone  $A_4$  qui correspond à la zone  $A_3$  déformée. Le modèle numérique apporte plusieurs résultats qui permettent d'avoir une meilleure connaissance de l'influence de la distribution de pores, et même d'imaginer une structure géométrique idéale adaptée à des sollicitations mécaniques plus complexes. Ces résultats permettent de quantifier le saut de contrainte au voisinage des pores selon l'orientation du champ de contrainte. De plus, il est possible de mettre en place des critères de dimensionnement, en établissant un ratio entre la contrainte maximale obtenue localement et la contrainte effective moyenne de la structure, rapport entre l'effort total pour déplacer l'arête [CD] d'un déplacement  $U$  et la section moyenne. La Figure 4 représente la répartition de la déformation plastique obtenue après un déplacement de  $U/3$ . Les zones endommagées au voisinage des pores peuvent amorcer des fissures entraînant une dégradation de la structure, et cette donnée peut aussi servir de critère de dimensionnement.

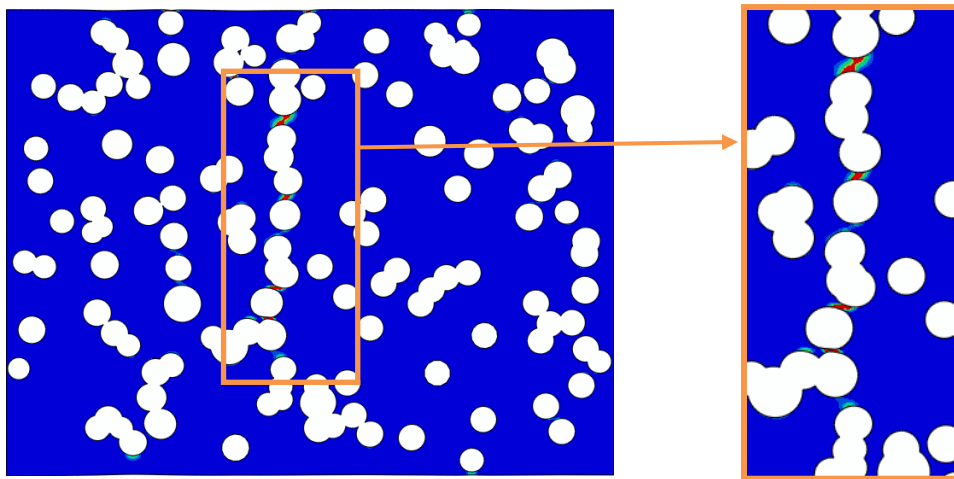


Fig. 4 - Représentation de la déformation plastique pour un chargement de  $U/3$

Une comparaison des résultats de la simulation avec les observations réalisées à chaque étape du chargement est ainsi effectuée pour valider le modèle et l'appliquer à d'autres types de chargement par la suite, plus représentatifs de ce que pourra subir les membranes ou le pancréas une fois implantés.

## 4 Confrontation expériences / simulation numérique

La simulation du comportement de la zone est alors comparée aux observations réalisées lors de l'essai de traction in situ. Comme réalisé pour la Figure 5, il est alors possible de superposer l'image simulée à l'image prise lors de l'essai au même stade du chargement. Cette comparaison permet de mettre en évidence les différences éventuelles en termes de déformation entre l'expérience et la simulation.

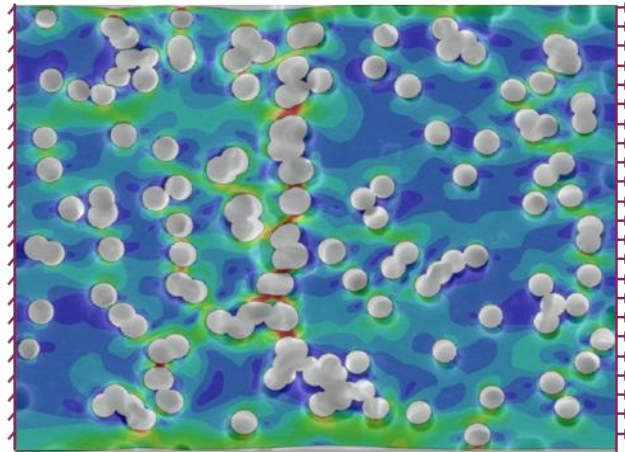


Fig. 5 - Superposition du champ de déplacement numérique avec l'image obtenue expérimentalement pour un chargement similaire

Les observations montrent une très bonne corrélation entre la simulation et l'expérience tant que localement la rupture n'est pas atteinte. Les déformations maximales sont localisées aux mêmes endroits et évoluent de manière analogue. Le modèle ne possédant pas de critère d'endommagement, la zone considérée ne dissipe pas d'énergie de déformation lorsque la contrainte maximale que peut supporter la membrane est atteinte localement. Cette contrainte n'évolue plus, ce qui a pour effet de limiter les déformations autour des pores qui se rejoignent. Ce sont dans ces zones bien précises que commencent à apparaître les écarts entre expérience et simulation. Les résultats expérimentaux montrent que le regroupement des pores entraîne après rupture une augmentation de la contrainte dans les zones initialement peu sollicitées, ce qui accélère l'endommagement. Cet effet n'est pour l'instant pas pris en compte dans le modèle, mais peut être développé en implémentant des critères de rupture cohérents avec notre matériau dans le logiciel de simulation par éléments finis utilisé pour le calcul [7].

L'hypothèse principale de cette étude est que les membranes ont été considérées comme des éléments en 2 dimensions. Cependant, au regard des échelles, l'épaisseur de la membrane n'est pas négligeable devant la taille des pores : une modélisation par éléments finis de la structure d'une membrane en 3D sera effectuée afin de valider l'hypothèse 2D appliquée jusqu'alors. Le dispositif une fois implanté sera amené à subir des sollicitations plus complexes qu'une simple traction uniaxiale : la complexification des types de chargements appliqués à la membrane passera par des sollicitations multiaxiales, qui pourront également faire l'objet d'une étude similaire pour valider la cohérence entre le modèle numérique et les essais expérimentaux.

## Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier le Fond Unique Interministériel, les régions Alsace et Lorraine ainsi que la Communauté Urbaine du Grand Nancy pour le soutien financier apporté au projet MECABARP dans lequel ces travaux ont pu être menés. Mais également tous les partenaires du projet (Defymed®, l'Institut Jean Lamour, MicroMecha® Nimesis® et Transvie®) pour leur support, leur soutien et leur participation au bon déroulement de ces travaux de recherche.

## Références

- [1] B. Ludwig *et al.*, Transplantation of human islets without immunosuppression, PNAS 10 (2013) 18737-18738
- [2] D. F. Stamatialis *et al.*, Medical applications of membranes: drug delivery, artificial organs and tissue engineering, Journal of Membrane Science 308 (2008) 1-34
- [3] J. Dulebohn *et al.*, Polymer mesocomposites: ultrafiltration membrane materials with enhanced permeability, selectivity and fouling resistance, Journal of Membrane Science 453 (2014) 478-488
- [4] NF EN ISO 527-3 (1995) Plastiques - Détermination des propriétés en traction - Partie 3 : conditions d'essai pour films et feuilles.
- [5] Z. Chen *et al.*, In-situ observation of tensile fracture in A357 casting alloys, Journal of Materials Science & Technology 30 (2014) 139-145
- [6] E. Andreasson *et al.*, An experimental, numerical and SEM study of fracture in a thin polymer film, Key Engineering Materials 592-593 (2013) 225-228
- [7] E. Andreasson *et al.*, Integrating moldflow and Abaqus in the package simulation workflow, SIMULIA Community Conference, (2013), pp. 1-16